

***Tid brukt til ventilasjon for to livreddere
under HLR med maske-bag ved hjertestans
utenfor sykehus***



Obligatorisk prosjektoppgave, profesjonsstudiet medisin

Forfattere: Magnus Pillgram og Nicolas Erlend Vaugelade Berg,

Det medisinske fakultet, UiO

Veileder: Jo Kramer-Johansen, MD, PhD,

Institutt for eksperimentell medisinsk forskning, Ullevål Universitetssykehus

Innholdsfortegnelse

FORKORTELSER.....	3
INTRODUKSJON.....	4
BAKGRUNN.....	4
OMFANG AV HJERTESTANS	5
BRYSTKOMPRESJONER UNDER HLR	6
VENTILASJONER UNDER HLR.....	7
VENTILASJONSMETODER	9
<i>Munn-til-munn</i>	9
<i>Maske-bag-ventilasjon</i>	10
<i>Endotrakeal intubasjon</i>	10
METODE	11
PASIENTINKLUSJON OG ORGANISERING	11
REGISTRERING AV KOMPRESJONER MED BRUK AV ACCELEROMETER	12
REGISTRERING AV VENTILASJONER MED BRUK AV IMPEDANSMÅLER	13
DATAAUTHENTINGEN	15
METODE FOR Å FINNE VENTILASJONSTIDEN.....	16
STATISTIKK	19
RESULTATER	20
DISKUSJON	24
TID FOR TO VENTILASJONER	24
KONTINUERLIGE KOMPRESJONER	25
ALTERNATIV KOMPRESJON:VENTILASJON-RATIO	27
FEILKILDER	28
ALTERNATIVE METODER FOR HLR-REGISTRERING	29
FORSLAG TIL NYE STUDIER	30
REFERANSER	31

Forkortelser

AHLR	Avansert hjerte-lunge-redning. Innebærer bruk av tekniske hjelpemidler og medikasjon i tillegg til kompresjoner og ventilasjoner.
AMK	Akuttmedisinsk kommunikasjonssentral. Har som hovedoppgave å besvare medisinsk nødtelefon (113) og administrere ambulansebestillinger.
ATP	Adenosintrifosfat. Kroppens viktigste intracellulære kjemiske energikilde.
HLR	Hjerte-lunge-redning. Innebærer blant annet sikring av frie luftveier og kompresjoner og ventilasjoner i bestemte forhold.
k:v	Kompresjon:ventilasjon-ratio. Angir forholdet mellom kompresjoner og ventilasjoner.
NFT	No-flow-time. Angir den tiden i en HLR-sesjon som ikke blir brukt til å gi kompresjoner og dermed ikke resulterer i "flow" eller blodstrøm.
PEA	Pulsløs elektrisk aktivitet. Refererer til enhver rytme observert i et elektrokardiogram som skulle produsert pulsslag, men som av forskjellige årsaker ikke gjør det.
PvO ₂	Partialtrykket av oksygen i venøst blod.
VF	Ventrikkelflimmer. En tilstand der ventriklene i hjertet slår i et uorganisert og dyssynkront mønster på grunn av kaotisk elektrisk aktivitet. Karakteristisk utseende på EKG.

Introduksjon

Dette prosjektet er en del av et større prosjekt ledet av professor Lars Wik, leder for Nasjonalt kompetansesenter for prehospitalet akuttmedisin ved Institutt for eksperimentell medisinsk forskning ved Ullevål Universitetssykehus. Prosjektets hovedformål er å vurdere kvaliteten på HLR ved hjertestans utenfor sykehus. Nye retningslinjer for HLR ble publisert i 2005¹ og *tatt i bruk i Norge fra februar 2006*². Denne studiens observasjoner³ tar utgangspunkt i gamle retningslinjer for HLR fra 2000¹⁹.

Vi ønsker å se på tiden det tar profesjonelle livreddere å utføre to ventilasjoner med en bag-maske-innretning under HLR utenfor sykehus i 15:2-mønster.

Bakgrunn

Selv i hvile forbrenner kroppens vev næringsstoffer. For å produsere ATP, som er kroppens brensel, omdannes oksygen til karbondioksid i mitokondriene. Vevene er avhengige av systemer som kan optimalisere innholdet av næringsstoffer og oksygen i blodet. Hjertet pumper blodet rundt og sikrer dermed forsyning til alle kroppens organer. Lungene sikrer utlufting av karbondioksid og opptak av oksygen. Hjernen og hjertet er spesielt avhengige av glukose og oksygen og kan i liten grad fungere anaerobt. Ved sirkulasjonsstans inntreir irreversibel hjerneskade etter 5-10 minutter⁴.

Hjertemuskelcellene dør etter 15-30 minutter uten blodtilførsel.

Ved utføring av HLR opprettholdes hjerte- og lungefunksjonen kunstig. Med ventilasjoner sikrer man tilførsel av oksygen, og ved brystkompresjoner erstatter man hjertets mekaniske pumpefunksjon. På denne måten holdes vitale organer i live til man har gjenopprettet pasientens hjerterytme.

Allerede i 1958 fokuserte Safer og Elam på nytten av munn-til-munn-ventilasjon. I 1960 kastet Kouwenhoven, Jude og Knickerbocker lys over betydningen av kompresjoner under HLR vha. et forsøk med defibrillering av dyr. Disse to arbeidene⁵ regnes som grunnstenene i moderne gjenopplivningsforskning.

Omfang av hjertestans

Årlig dør mer enn 6000 personer uventet utenfor sykehus i Norge⁶. Det er antatt at 75% (4500 personer) har rytmeproblemer som årsak til bevissthetstapet. Hjertestans skjer oftest i alderen 65-70 år. For disse personene er det viktig å fortsette mulig gjenopprette normal hjerterytme og respirasjon.

Tidlig start av HLR og defibrillering er livsviktig. Tiden er en avgjørende faktor; ved tidlig defibrillering (innen 5 min. etter kollaps) uten HLR er overlevelsen omtrent 20 %. Med adekvat HLR øker overlevelsen til over 30 %. Om defibrillering skjer etter 20 min. faller overlevelsen til 3% selv om det i mellomtiden utføres HLR⁷.

Hjertestans utenfor sykehus har en dårlig prognose; overlevelsen i Norge ligger på rundt 5%. Totalt tapes 21 337 leveår hvert år som følge av hjertestans. Med forbedringer av dagens praksis kan overlevelsen trolig økes til 15%. Det vil årlig redde 170-180 personer i tillegg til de som allerede reddes i dag⁶. Et av forslagene til utbedring er å sikre god HLR utenfor sykehus. Derfor har det siden 1977 stadig kommet nye retningslinjer for hvordan livredning bør utføres.

Pr. i dag gjelder retningslinjer fra 2005, utarbeidet i en konsensus mellom en rekke forskjellige nasjonale og internasjonale livredningsråd⁸. Til tross for dette finnes det få studier om grad av etterlevelse av retningslinjene ved HLR utenfor sykehus³.

Flere nylige studier har funnet bekymringsverdige forhold ved kvaliteten på HLR blant både legfolk og profesjonelle. Dukkestudier har for eksempel vist at profesjonelle livreddere utfører HLR på nivå med legfolk når det har gått 4 -12 mnd etter siste oppfriskningskurs⁹. Aufderheide et al. fant i 2003 at profesjonelle livreddere hyperventilerte pasienter under HLR. Dyreforsøk utført av samme gruppe viste at dette medførte økt intrathorakalt trykk og redusert blodforsyning i hjertemuskulaturen og dermed redusert overlevelse¹⁰.

Utfallet av HLR er i hovedsak avhengig av graden av perfusjon av viktige organer som hjerte og hjerne. Van Alem et al. viste i 2003 at profesjonelle livreddere hadde lange pauser i brystkompresjoner ved bruk av defibrillator¹¹. Slike pauser er korrelert med dårligere overlevelse.

Brystkompresjoner under HLR

Kern et al. gjennomførte i 2002 et dyreforsøk der viktigheten av sammenhengende kompresjoner ble tydeliggjort. For å finne trykkgradienten i koronarkretsløpet under HLR var det installert trykkmanometer-katetre i høyre atrium og i den oppadstigende del av aorta hos griser. Grisene ble delt i to grupper, der den ene mottok HLR i 15:2-mønster, mens den andre mottok kontinuerlige kompresjoner. Dyrene som kun fikk kompresjoner hadde i gjennomsnitt høyere koronarperfusjonsgradient, mens dyrene i 15:2-gruppen hadde en fallende gradient under hver ventilasjonspause. Hver ventilasjonspause varte i 16 sekunder. I gruppen som kun mottok kompresjoner hadde 12 av 15 griser god eller normal nevrologisk status etter 24 timer. I den andre gruppen var det tilsvarende forholdet kun 3 av 15 griser¹².

Assar et al. gjennomførte i 2000 opptrening av en gruppe mennesker uten helsefaglig bakgrunn i basal HLR. Individene ble delt inn i to grupper, hvor den ene gruppen fikk opplæring i standard HLR etter datidens retningslinjer og den andre gruppen gjennomgikk opplæring med etablering av frie luftveier og kontinuerlige kompresjoner med pustepause for livredder etter hver runde med 50 kompresjoner. Etter undervisningen ble begge grupper testet i deres respektive HLR-metoder på dukker. Gruppen med standard HLR-opplæring brukte i snitt 63 s [60-63 s] før første kompresjon, mot 34 s [32-35 s] i den andre gruppen. Gjennomsnittlig pause i kompresjoner var henholdsvis 16 s [15-17 s] og 9 s [8-9 s]. Kompresjonsfrekvensen var henholdsvis 39 ± 11 kompresjoner/min. og 84 ± 17 kompresjoner/min. Denne frekvensforskjellen skyldtes ikke høyere kompresjonshastighet under HLR, men at standardgruppen måtte stoppe for å avlevere ventilasjoner¹³.

Brystkompresjoner er viktige under HLR da disse sikrer perfusjon av livsviktige organer i en hjertestanssituasjon. Koronarkarene springer ut like over aortaklaffen i den oppadstigende del av aorta, mens det venøse blodet fra koronarkretsløpet tømmer seg i høyre atrium. Ernæringen av hjertemuskulaturen er altså avhengig av den trykkgradienten som finnes mellom aorta og høyre atrium. Dette kalles koronarperfusjonsgradienten.

Kompresjoner er også viktige for å gjenopprette hemodynamisk balanse mellom høyre og venstre hjertehalvdel. Under hjertestans vil blodet samle seg på venesiden uten å bli pumpet over på arteriesiden. Hjerteskillevæggen vil pga. stuvning av blod i høyre hjertehalvdel dyttes inn i venstre hjertehalvdel slik at pumpefunksjonen ytterligere forverres. Kompresjoner motvirker denne stuvningstendens mellom hjertehalvdelene¹⁴.

Ventilasjoner under HLR

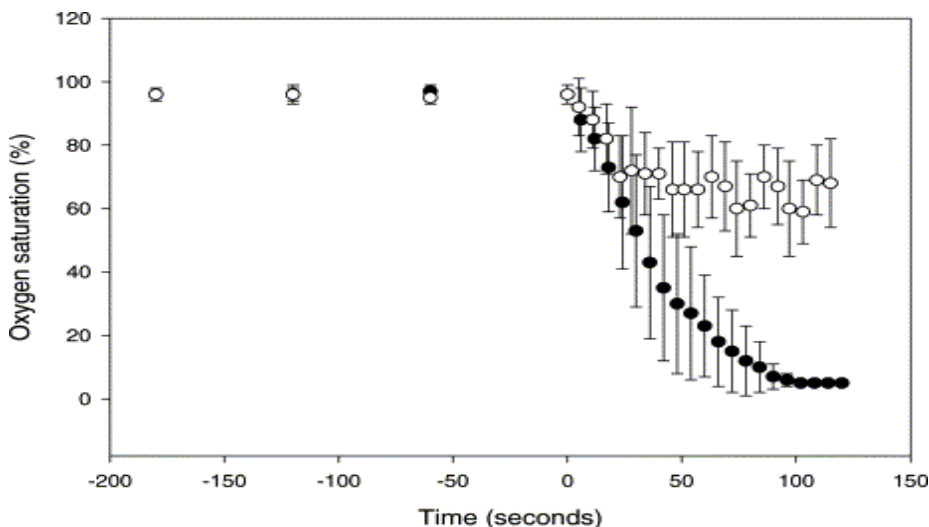
Hjertestans har forskjellige årsaker hos barn og voksne. Hos barn er årsaken oftest asfyksi. Hos voksne utgjør arytmier den viktigste årsak¹⁵. Derfor er retningslinjene for livredning forskjellige for barn og voksne.

Ventilasjoner fører til pause i kompresjonene og kompliserer selve utføringen av HLR. Studier har også vist at både legfolk og livreddere vegrer seg for å gi munn-til-munn-ventilasjoner grunnet frykt for infeksjoner¹⁶. Ventilasjonenes betydning har vært mye diskutert og flere fremtredende forskere vil fjerne ventilasjoner som en del av HLR utført av legfolk¹⁷.

I studien til Kern et al. viste blodgassmålinger tatt 5 minutter etter påbegynt HLR at PvO_2 fra lungearterien var signifikant lavere i grisene som mottok kontinuerlige kompresjoner enn i de som mottok HLR i 15:2-mønster, henholdsvis $2,6 \pm 0,2$ kPa og $3 \pm 0,2$ kPa. Forfatterne mener dette er innenfor rimelige grenser, til tross for at referanseområdet for PvO_2 er 4,7 – 6,0 kPa. Etter 10 minutter med HLR var verdiene nede på $2,4 \pm 0,2$ kPa for begge gruppene. Denne forskergruppen mener at ventilasjoner under HLR gir

unødvendige pauser i kompresjonene¹². Pausene har bare en forringende effekt på overlevelsen ved bla. å senke koronarperfusjonstrykket.

Dorph et al. gjennomførte i 2004 et dyreforsøk for å kartlegge nytten av ventilasjoner under HLR. Totalt ble 12 griser lagt i narkose og fikk induisert ventrikkelflimmer. Denne lot de vare i tre minutter før grisene ble delt inn i to grupper. 6 av grisene fikk standard HLR i 30:2-mønster der ventilasjonspausene var på under 5 s (30:2-gruppen). 6 andre griser mottok kontinuerlige kompresjoner med frekvens 100 pr. min (kompresjonsgruppen). Alle grisene mottok AHLR etter 10 min. med sin respektive HLR-metode. Koronarperfusjonstrykk, cerebral gjennomblødning (målt både i a. carotis communis og i cortex) og en rekke blodparametre ble monitorert. Blodgassmålinger ble foretatt 1, 3, 6 og 9 min. etter start av HLR-forsøket. Utfallet ble her målt i det kalkulererte carotis-/cerebrokortikale oksygentilbudet og tiden til gjenoppstått spontan sirkulasjon og ikke med nevrologisk vurdering som hos Kern et al. Forsøket viste at allerede etter 3 minutter med HLR falt O₂-metningen til gruppen med kontinuerlige kompresjoner til 6%. Dette tilsvarte omtrent den venøse metning (5%) på samme tidspunkt. I 30:2-gruppen var O₂-metningen 67% arterielt mot 15% venøst (se figur 1).



Figur 1: Diagrammet viser O₂-metningen (%) som funksjon av tiden (s). Sorte prikker markerer verdier for kompresjonsgruppen, hvite prikker for 30:2-gruppen¹⁶.

Gruppen uten ventilasjoner falt også raskt inn i en respiratorisk acidose med arterielle pH-verdier ned mot 7.1 etter 6 minutter. 30:2-gruppen holdt seg stabilt over 7.2 i arteriell pH gjennom hele forsøket. Acidose gjør muligheten for vellykket defibrillering mindre. Totalt klarte de å gjenopplive 6 av 6 griser i 30:2-gruppen mot 5 av 6 i kompresjonsgruppen. Alle de ventilerte dyrene gjenvant spontan sirkulasjon innenfor 2 min. etter oppstart av AHLR versus bare ett av dyrene som mottok kontinuerlige kompresjoner. 5 av 6 dyr i kompresjonsgruppen gjenvant spontan sirkulasjon før forsøket var over, men median tid til gjenoppstått spontan sirkulasjon var lenger i denne gruppen¹⁶.

Denne studien viser den store nytten av ventilasjoner under HLR; uten ventilasjoner faller O₂-metningen sterkt i løpet av 1 - 1,5 min. Dette gjør kompresjonene mindre verdifulle fordi blodet ikke har noe oksygen å avlevere til vevene. Disse resultatene vil også bli diskutert i diskusjonsdelen.

Ventilasjonsmetoder

Under HLR er det flere måter å gi ventilasjoner på. I det følgende presenteres tre forskjellige metoder.

Munn-til-munn

Munn-til-munn er den enkleste og minst utstyrskreven ventilasjonsmetoden. Luft ekspireres fra livredde, og består av 17% oksygen og 4% karbondioksid¹⁶. Metoden krever gode ferdigheter i å sikre/opprettholde frie luftveier under livredning.

Innblåsningene skal gis forsiktig for å hindre gastroøsofageal refluks. Retningslinjene anbefaler 4 sekunder for to innblåsninger. Nedre øsofagus-sfinkter mister tonus kort tid etter hjertestans og dette gjør risikoen for refluks større. Derfor er det viktig at volumet som blåses ned i luftveiene ikke er for stort og ikke avleveres for raskt. En oppblåst magesekk vil dessuten dytte på diafragma og fungere som en motstand mot lungeekspansjon ved ventilerings¹⁸. En finsk studie fant at 25% av 529 pasienter som hadde mottatt HLR pga. hjertestans hadde refluks¹⁵.

Det er rapportert stor uvilje mot å gi munn-til-munn. Frykt for smitte av *Helicobacter pylori*, *Salmonella*, Herpes simplex-virus, tuberkulose, HIV og hepatitt er rådende blant både legfolk og ambulansepersonell¹⁵.

Maske-bag-ventilasjon

En viktig forskjell fra munn-til-munn er at innblåsningsluften har en gassammensetning lik atmosfæreluften. Det vil si 78,1% nitrogen, 20,1% oksygen og 0,035% karbondioksid. Det er også mulig å gi 100% oksygen om nødvendig. Bagene som brukes til ventilering kan avlevere tidevolum innenfor det som er anbefalt (5 - 10 ml/kg) for hver bagkompresjon. Studier har vist signifikant høyere forekomst av refluks med denne metoden versus munn-til-munn. Maske-bag-ventilasjon gir bedre kontroll med ventilasjonene, men forutsetter opprettholdelse av frie luftveier¹⁵.

Endotrakeal intubasjon

Denne metoden krever trening og er vanskeligere å utføre enn de to foregående. Livredderen bruker et laryngoskop for å orientere seg i farynx, og med dette instrumentet kan tungefestet løftes opp slik at larynx kommer til syne. Deretter settes tuben inn i trakea under synets veiledning. Tuben er avstivet av en mandreng som tas ut etter korrekt plassering i trakea. I enden av tuben finnes en plastballong som blåses opp slik at tuben sitter fast og ikke dras ut igjen. Man kontrollerer at tuben sitter i trakea og ikke i øsofagus ved å auskultere over begge lungeflater samtidig som man ventilerer pasienten via en bag montert på tuben. Normale auskultasjonsfunn indikerer korrekt plassering. En fare ved å føre et fremmedlegeme inn i luftveiene er risikoen for infeksjon¹⁵.

Metode

Pasientinklusion og organisering

Denne studien inkluderte pasienter over 18 år med hjertestans utenfor sykehus. Det kliniske arbeidet ble utført på tre steder: Akershus, Stockholm og London.

Ambulansepersonell (6 biler på hvert sted) ble utstyrt med en modifisert hjertestarter som gjorde det mulig å registrere en rekke parametre under HLR. Dette var ambulanser med mange hjertestansutrykninger. Teamet i ambulansen bestod av paramedics. I Stockholm var det i en av ambulansene en anestesisykepleier i tillegg til paramedics. Dette personellet gjennomgikk i forkant av forsøket oppfriskningskurs i avansert-HLR i samsvar med datidens retningslinjer for hjerte-lunge-redning¹⁹.

Forsøket er godkjent av Regional Etiske Komité i Akershus, Stockholm og London. Regel om informert samtykke for deltagelse ble sett bort fra av disse komitene i henhold til paragraf 26 i Helsinki-deklarasjonen¹. Paragrafen sier følgende:

”Research on individuals from whom it is not possible to obtain consent, including proxy or advance consent, should be done only if the physical/mental condition that prevents obtaining informed consent is a necessary characteristic of the research population”

Vi ønsket å se på tiden det tok profesjonelle livreddere å utføre to ventilasjoner med en bag-ventil-maske-innretning under HLR i 15:2-mønster. Studien er delt i to; i første del utførte livredderne HLR på vanlig måte med det nedenfor beskrevne måleutstyret, i andre del utførte de HLR med det samme utstyret, men med hjertestarteren i automatisert tilbakemelding-modus. Dette innebar at livredderne fikk kontinuerlig auditiv og visuell tilbakemelding om hvorvidt de utførte HLR i henhold til retningslinjene. Livredderne hadde imidlertid muligheten til å skru ned volumet på den auditive tilbakemeldingen. Nedenfor følger en beskrivelse av utstyret som ble brukt i felten og av prinsippene som ligger til grunn for tolkningene av data fra den modifiserte hjertestarteren.

Registrering av kompresjoner med bruk av accelerometer

I samarbeid med Laerdal Medical AS (Stavanger, Norge) og Philips Medical Systems (Andover, Mass, USA) ble det utviklet en ny type hjertestarter. Denne var basert på en standard Heartstart 4000 (Philips). Prototypen er utstyrt med en kompresjonssensor (brystplate) som skal legges på brystbenet under HLR. Brystplaten er utstyrt med et accerelometer (ADXL202e, Analog Devices, Norwood, Mass) og en trykksensor (22PCCFBG6, Honeywell International Inc, Morristown, NJ)³.

Platen legges på nedre del av brystbenet og holdes på plass med dobbeltsidig teip. Livredderen ble instruert i å trykke denne ned med håndbaken for å avlevere brystkompresjoner. Siden brystplaten og brystbenet henger sammen blir platens og brystbenest vertikale bevegelse den samme. Kun vertikalt trykk over to kilogram aktiverer trykksensoren i brystplaten slik at eventuelle bevegelser av pasienten ikke registreres.

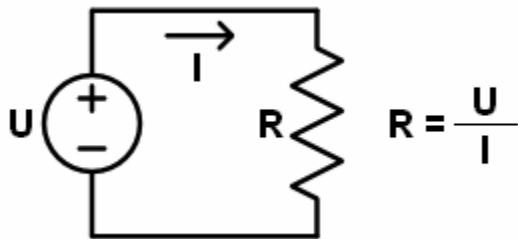
Accelerometeret kan som navnet antyder måle akselerasjon i en gitt retning og egner seg dermed til beregning av kompresjonsdybde. I hjertestarteren er det installert et accerelometer av samme type som i brystplaten som registrerer vertikale bevegelser. Informasjon fra denne ble subtrahert fra signalet fra accelerometeret i brystplaten, og gjorde det mulig å eliminere underlagsbevegelser som feilkilde i beregningen av kompresjonsdybde.

Aase og Myklebust har validert denne teknikken i en dukkestudie²⁰. Kompresjonene ble registrert med samme type utstyr som beskrevet ovenfor bortsett fra at accelerometeret ikke var integrert i hjertestarteren. Der ble det gitt totalt 1309 kompresjoner på livredningsdukker i fire forskjellige situasjoner: en standard med flatt stabilt underlag, en med vinkel på brystplate/dukke, en i bil på dårlig vei og en i båt i rom sjø. Brystplaten registrerte akselerasjonen når trykksensoren ble aktivert. Dette signalet ble automatisk dobbeltintegrert slik at posisjonen av platen kunne bestemmes. Sammenholdt med signalet fra et accerelometer som lå ved siden av dukkene, ble kompresjonsdybden

beregnet. Dybden ble også kontrollmålt med en lineær avstandsmåler som var montert i oppsettet. Denne målingen ble brukt som referanse for de andre observasjonene. Samlet sett var standardavviket på $\pm 4,3$ mm. På målingene med fast stabilt underlag var standardavviket på $\pm 1,6$ mm²⁰. Teknikken gjør det derfor mulig å bestemme brystkompresjonsdybde med god nøyaktighet.

Registrering av ventilasjoner med bruk av impedansmåler

Impedansen er et mål på den totale motstand mot vekselstrøm i en krets²¹ og kan beregnes som vektorsummen av motstanden (R) og to andre elektriske parametre²². Allerede i 1897 ble impedanspletysmografi anvendt som en ikke-invasiv undersøkelsesmetode for å måle hjertets pumpeeffekt av G.N. Stewart²³. En impedanspletysmograf er et apparat som sender en svak strøm gjennom kroppen til pasienten. Ut fra variasjoner i impedans kan forskjellige typer volumendringer i kroppen registreres og kvantifiseres, for eksempel hjerteslag eller respirasjon²⁴. Blod, vev, vevsvæske og luft yter hver for seg ulik motstand når strøm sendes inn i en kropp. Mye fettvev gir høy motstand, mens blod leder strøm godt²⁵. Dermed kan man ut fra registreringen av strømmen si noe om grad av motstand. Forholdet mellom strøm, motstand og spenning er beskrevet i Ohms lov:

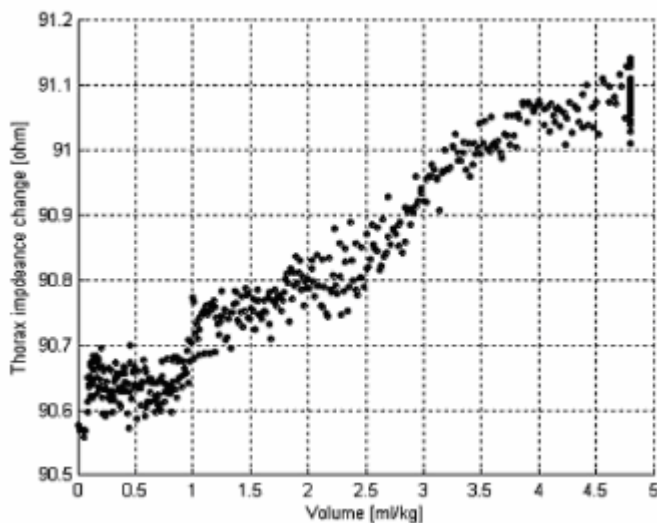


Figur 3: En strømkrets med spenning (U), strøm (I) og motstand (R). Brøken til høyre viser sammenhengen mellom motstand, spenning og strøm (Ohms lov)²⁶.

Ut fra variasjoner i motstand vil man kunne si noe om f. eks. thorax' varierende innhold av luft gjennom en respirasjonssyklus.

Pellis T et al. publiserte i 2002 en artikkel som omhandler bruk av impedans til registrering av ventilasjon²⁷. En standard hjertestarter ble påmontert utstyr for registrering av hjertekontraksjon og respirasjon. Begge disse parametre ble målt ved hjelp av impedans. Impedansmålingen ble gjort via EKG-elektroder som var klistret på grisene. Hjärtetekontraksjoner ble kontrollert med øsofageal ekkokardiografi, ventilasjonene med kapnograf. Forsøket viste at impedansmåling via EKG-elektroder er en pålitelig metode for å bestemme tilstedeværelse av hjertekontraksjon og ventilasjoner.

Lorset H. et al undersøkte om bruk av impedans var et godt verktøy for å monitorere ventilasjon av pasienter²⁸. Pasienter tilhørte to grupper; en kontrollgruppe som var koblet til respirator og en gruppe pasienter med hjertestans som mottok HLR. Ventilasjon i begge grupper ble registrert ved hjelp av Philips Heartstart 4000 med mulighet for impedansmåling via elektrodene. Resultatene viste en lineær sammenheng mellom forandring i lungevolum og forandring i thorakal impedans. Se figur 4.



Figur 4: Punktobservasjonene i studien til Lorset H et al. viser den tydelige rettlinjede sammenheng mellom økning i lungevolum og økning i thorakal impedans²⁸.

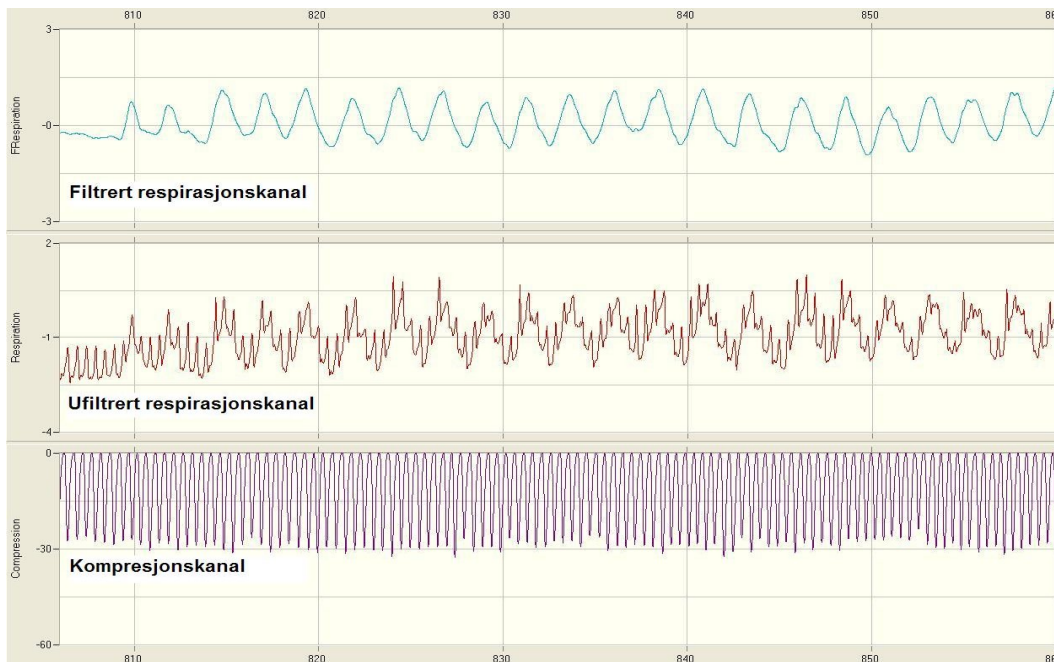
Under forsøket ble også defibrillator-elektroder plassert på andre steder enn standardplassering. Dette påvirket ikke kvaliteten på målingene av impedansen. Forfatterne konkluderer med at impedansmåling er en god måte å kvantifisere ventilasjoner på, så lenge pasienten ikke mottar kompresjoner under målingen.

I vår studie er ventilasjonene beregnet ved å måle transthorakal impedans via defibrillator-elektroder. Disse ble satt på pasienten før HLR ble påbegynt, og impedansen ble målt ved å applisere en konstant vekselstrøm på 32 kHz. Signalet ble overført til hjertestarteren. Impedanssignalet ble i hjertestarteren filtrert for støy. For å optimalisere filtreringen ble signalet fra accelerometeret sammenholdt med signalet fra defibrillator-elektroderne²⁹.

Husøy J.H et al har testet denne filtreringsteknikken med dyreforsøk der man ville filtrere et ekg-signal for artefakter fra både kompresjoner og ventilasjoner under HLR. For å få et så rent ekg-signal som mulig ble støyen registrert ved hjelp av flere metoder, bla. transthorakal impedans. På denne måten kunne forstyrrelsene som oppstod under HLR registreres og beskrives, slik at de via et dataprogram kunne subtraheres fra ekg-signalet. Slik sitter man igjen med et filtrert signal. Denne teknikken kan modifiseres slik at man også kan filtrere et ventilasjonssignal for støy fra et kompresjonssignal. Jo mer man vet om støyen fra én HLR-modalitet (f.eks kompresjonene), jo mer kan man finne ut om den modaliteten man ønsker å filtrere (f. eks. ventilasjonene). Denne metoden kalles adaptiv filtrering³⁰.

Dataauthenting

Datamaterialet fra hver episode ble lastet inn på en server, og automatisk filtrert. Data ble så lastet inn i et spesialutviklet dataprogram, utviklet i samarbeid med Laerdal Medical AS. Programmet markerte automatisk kompresjoner og ventilasjoner i episodene med spesifikke annotasjoner. Hendelser i forbindelse med hjerterytme ble markert manuelt. Alt datamaterialet ble gjennomgått manuelt for å finne eventuelle feil i den automatiske markeringen.



Figur 5: Utdrag fra episode i dataprogrammet. Viser filtrert og ufiltrert respirasjonskanal og kompresjonskanal. Her er pasienten intubert og kompresjoner gis samtidig med ventilasjoner. (SISTER Studio, episode a020317-2307, $t = 800 - 860$ s)

Metode for å finne ventilasjonstiden

For å finne den gjennomsnittlige tiden ambulansepersonell brukte på to innblåsninger i 15:2 mønster, måtte vi manuelt avlese episodene. Programmet kan innstilles slik at bare ønskede parametre vises. Under avlesning brukte vi; ufiltrert respirasjonskanal (Respiration), kompresjonsdybdekanal (Compression), ekg-kanal (Pulse), brystplatekanal (PadPressure) og filtrert accelerometersignal fra brystplatesignal (PadvAccFilt). Den filtrerte ventilasjonskanal ble ikke brukt fordi ventilasjonene var annotert (manuelt og automatisk) før vårt arbeid med prosjektet. Dermed talte vi bare annotasjonene for å finne antall ventilasjoner i en gitt pause mellom kompresjonene. Tiden ble lest av horisontalt i SISTER Studio og var oppgitt i sekunder.

Pausene ble inkludert etter følgende kriterier:

- Bare pauser før intubasjon ble tatt med.
- Pauser med mange tekniske hendelser, eller der det var rimelig å tro at personellet var opptatt med noe annet (problematisk intravenøs inngang osv.), ble analysert for seg.
- Tiden fra siste kompresjon var avsluttet ($> -2,5$ cm i kompresjonskanalen) til neste kompresjon var påbegynt ($< -2,5$ cm i kompresjonskanalen) var definert som ventilasjonsintervallet.
- Kun annoterte ventilasjoner ble regnet med.



Figur 6: Eksempel på en godkjent pause. De vertikale sorte strekene angir pausen. Tiden leses av på x-aksen og er oppgitt i sekunder. Når markøren føres over kompresjonskanalen kommer det til syne bokser som viser y-verdien på det gitte tidspunkt. Her illustrert med gule bokser. Lengden på pausen ble så regnet ut ved å finne tidsdifferansen. (SISTER Studio, episode a020317-2307, $t = 120 - 155$ s)

På denne måten ble alle episodene gjennomgått. Pausene ble ført inn i et regneark (Microsoft Excel 2003). Episodenavnene ble satt opp i første kolonne og var lik på alle ark. Pausene ble oppført med tall som tilsvarte lengden målt i sekunder og kategorisert på følgende måte: 1) pauser hvor det utelukkende ble utført ventilasjoner eller hvor det var naturlig å forvente ventilasjoner og 2) pauser hvor det foregikk andre aktiviteter i tillegg til ventilasjon. Vi registrerte også hvor mange ventilasjoner pausene inneholdt og hvilke andre aktiviteter som ble utført i tillegg til ventilasjon. Disse aktivitetene ble kategorisert som: Manuell/automatisk analyse (elektrokardiografisk rytmeanalyse), Intubasjon, Sjokk (ett eller flere forsøk på elektrokonvertering), VF-deteksjon (oppdagelse av ventrikkelflimmer og tiltak), PEA-deteksjon (oppdagelse av pulsløs elektrisk aktivitet og tiltak) og ”annet” (andre, uklassifiserbare aktiviteter). Totalt ble det brukt 4 ark; et pauseark, et ventilasjonsark, et for andre aktiviteter i tillegg til ventilasjon og et kommentarark. Pauser som vi var usikre på ble satt opp med kommentar, dette var særlig episoder der pausene var lange av uforklarlig grunn. 5 episoder ble gjennomgått sammen for å kontrollere at lik fremgangsmåte ble brukt.

Microsoft Excel - Book2- Linjeordnet.xls

G3		=F3-E3													
	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	N	O	P
1	TID	t1	t2	diff 1	t1	t2	diff 2	t1	t2	diff 3	t1	t2	diff 4	t1	t2
2	Episode nr														
3	a020317-2307	105,1	115	9,9	134,4	139,2	4,8	145,8	150,7	4,9	157	172,8	15,8	260,1	274,2
4	a020512-0553	127,3	129,7	2,4											
5	a020726-1033	104,7	107,2	2,5											
6	a020726-2019	75,3	97,6	22,3											
7	a020804-0156	55,9	58,3	1	59,1	75,8	16,8								
8	a020809-1250	348,9	356,6	7,7	377	378,6	1,6								
9	a020812-1312	90,3	92,4	2,1	102,2	104,3	2,1	107,3	109	1,7	112	114,5	2,5	117,4	119,9
10	a020814-0727	INGEN													
11	a020827-0903	165,5	171,3	5,8	175,2	215,6	40,4								
12	a020830-1028	26,3	30,3	4	38,1	42,7	4,6	50,5	55,2	4,7	63	67,7	4,7	75,5	79,6
13	a020910-1248	151,6	154,8	3,2	179,1	181,8	2,7	272,4	274,4	2	281,2	282	0,8		
14	a020913-1357	304,1	306,6	2,5	315,4	317,2	1,8								
15	a021007-1202	45,5	46,9	1,4	214,3	221,2	6,9	344,3	352,4	8,1	443,5	445,5	2	452,8	459,9
16	a021117-2015	INGEN-Se -vent ark													
17	a021125-0610	INGEN-Se -vent ark													
18	a021206-1518	132,5	136	3,5	150,1	151,3	1,2	153,8	155,8	2	158,4	161,9	3,5	164,3	169,1
19	a021209-0910	INGEN-Se -vent ark													
20	a021210-1644	56,2	62,5	6,3	71,6	78,6	7	92,4	124,3	31,9	146	172,3	26,3	213,8	226,8
21	a021218-1543	INGEN													
22	a021229-1034	53,1	61,9	8,8	68,2	73,4	5,2	82,6	119,2	36,6					
23	a030000-0000	101	105,4	4,4	112,2	118,4	6,2	124,9	131	6,1	137,6	143,7	6,1	149,9	155,9
24	a030000-0003	105,2	109	3,8	116,9	120,9	4	128	132,7	4,7	139,7	143,2	3,5	150,3	153,8
25	a030119-1249	INGEN													
26	a030120-1117	INGEN													
27	a030120-2146	60,3	65	4,7	109,8	114	4,2	148,8	152	3,2	190,7	193,8	3,1	197,8	202,4
28	a030203-1133	42,6	55,7	13,1											
29	a030204-1210	54,8	64,4	9,6	74,4	77	2,6	90,8	95,9	5,1	146,2	153,3	7,1		
30	a030304-1509	150,9	152	1,1	159,4	160,5	1,1								
31	a030314-1702	92,6	98,3	5,7											
32	a030321-0413	INGEN													

Pauseark

Figur 7: Utdrag fra pauseark. En pause starter på t1 og slutter på t2, som er tiden avlest på y-aksen.. Diff 1 er differansen mellom t2 og t1. (episode a020317-2307)

Microsoft Excel - Book2- Linjeordnet.xls															
C3		2													
1	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O
2	VENT	diff 1	diff 2	diff 3	diff 4	diff 5	diff 6	diff 7	diff 8	diff 9	diff 10	diff 11	diff 12	diff 13	diff 14
3	a020317-2307	3	2	2	3	4	0	1	2	2	3	0	2	3	1
4	a020512-0553	0													
5	a020726-1033	0													
6	a020726-2019	4													
7	a020804-0156	2	8												
8	a020809-1250	1	0												
9	a020812-1312	0	1	1	0	0									
10	a020814-0727	INGEN													
11	a020827-0903	0	5												
12	a020830-1028	2	2	2	2	2	2	2	2	3	2	2	1	1	1
13	a020910-1248	1	1	1	1										
14	a020913-1357	1	0												
15	a021007-1202	1	2	3	1	3	0	1	1	1	1	1	1	1	1
16	a021117-2015	INGEN													
17	a021125-0610	INGEN													
18	a021206-1518	2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
19	a021209-0910	INGEN													
20	a021210-1644	2	2	3	5	2	1								
21	a021218-1543	INGEN													
22	a021229-1034	4	1	1											
23	a030000-0000	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
24	a030000-0003	2	1	1	2	2	2	2	2	2					
25	a030119-1249	INGEN													
26	a030120-1117	INGEN													
27	a030120-2146	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0			
28	a030203-1133	2													
29	a030204-1210	0	0	3	2										
30	a030304-1509	1	0												
31	a030314-1702	2													
32	a030321-0413	INGEN													
33	a030323-1143	1	1	2	1	1									
34	a030407-1254	6	2	2	2										
35	a030419-1621	7	0	2	9	4	4	2	2	2	2	2	2	2	2
36	a030502-1928	0													
37	a030518-1114	2	1	2	0	5	2								

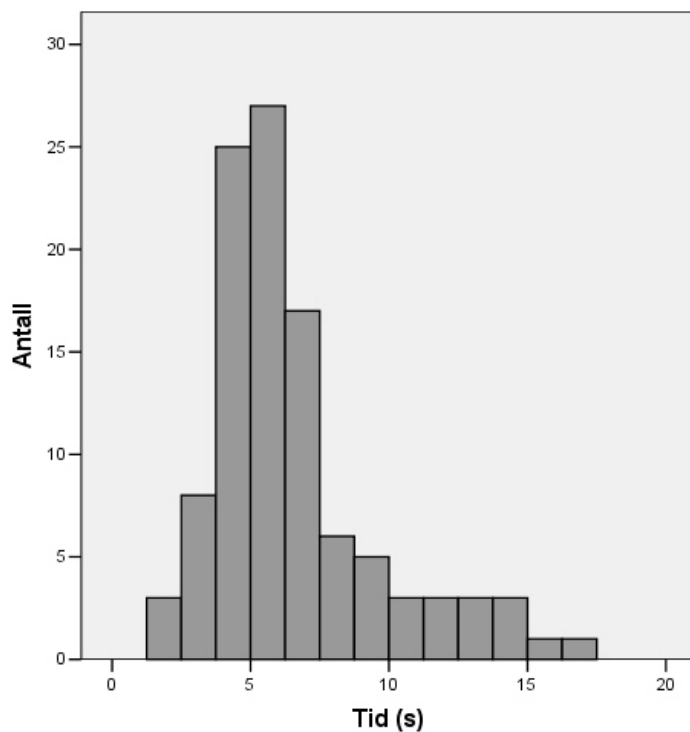
Figur 8: Utdrag fra ventilasjonsark. Antall ventilasjoner i hver pause (differanse) er angitt. Som vist i figuren har den andre pausen i episode a020317-2307 to ventilasjoner. (episode a020317-2307)

Statistikk

Vi har valgt å definere hver enkelt episode som én enkelt statistisk uavhengig begivenhet. Vi har følgelig for hver episode regnet ut gjennomsnittstiden for alle pauser med to ventilasjoner. Deretter har vi regnet ut gjennomsnittet for disse gjennomsnittsverdiene. Vi brukte et statistikkprogram (SPSS 13.0 for Windows) til å lage histogram og boksplot for disse verdiene. For å sammenlikne data fra de to delene av studien (de som fikk tilbakemelding versus de som ikke fikk det) brukte vi dobbeltsidig Student's t-test med 103 frihetsgrader og signifikansnivå på $P < 0,05$.

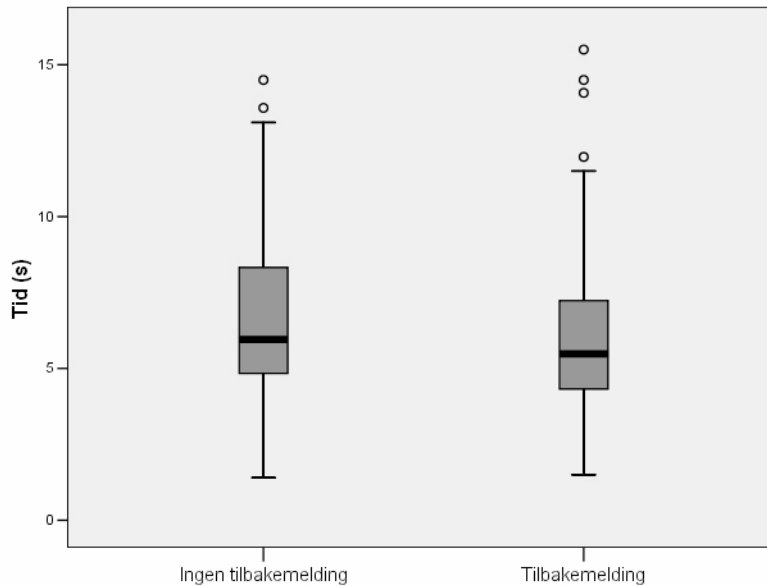
Resultater

Av de opprinnelige 284 episodene ble 107 episoder ekskludert på grunn av tekniske problemer med signalene fra hjertestarteren og 64 episoder ekskludert fordi de ikke møtte kriteriene nevnt i metodedelen. Altså var det 113 episoder som ble inkludert i det endelige tallmaterialet. Vi fant totalt 2338 pauser mellom kompresjonene før intubasjonstidspunkt. 710 pauser (30,4%) inneholdt to ventilasjoner og gjennomsnittslengden på pausene innenfor hver episode var 6 ± 3 s, medianen var 6 s.



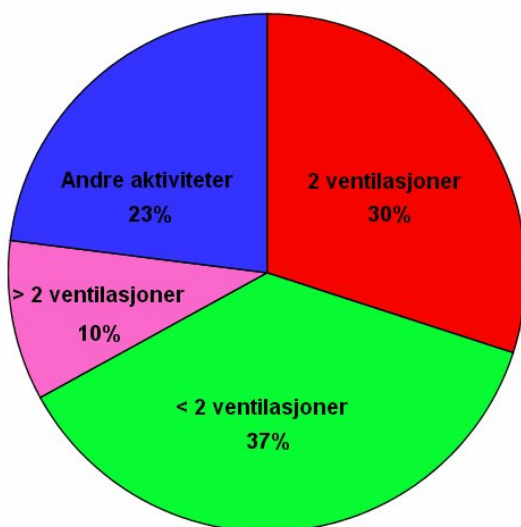
Figur 9: Histogram som viser distribusjonen av gjennomsnittstiden for pauser med to ventilasjoner.

For episodene uten automatisk tilbakemelding var gjennomsnittslengden for pausene med to ventilasjoner 6 ± 3 s ($n = 63$), mens for episodene med automatisk tilbakemelding var gjennomsnittslengden 7 ± 3 s ($n = 42$). Tosidig t-test viser ikke signifikant forskjell på de to gruppene ($P > 0,50$).



Figur 10: Boksplot for gjennomsnittstiden (s) for pauser med to ventilasjoner. Figuren viser episoder uten tilbakemelding til venstre (median = 6) og episoder med tilbakemelding til høyre (median = 6).

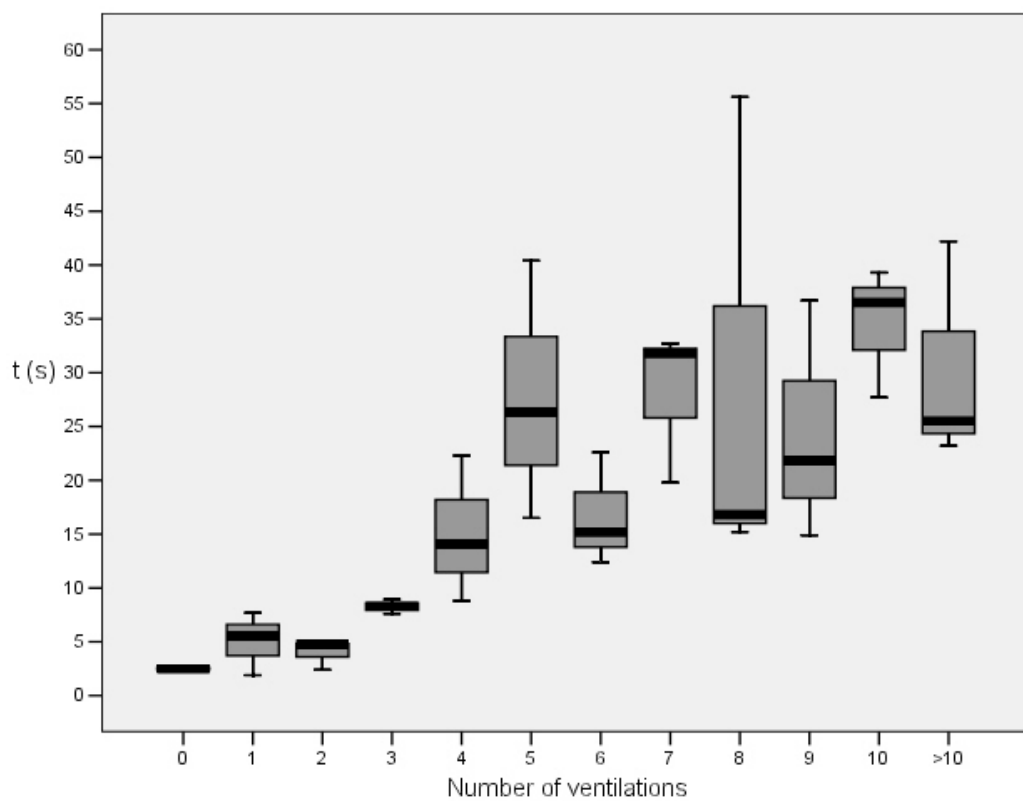
1628 pauser (70%) inneholdt flere/færre enn to ventilasjoner eller andre aktiviteter i tillegg til ventilasjon. 216 pauser (10%) inneholdt mer enn to (3 – 16) ventilasjoner. 870 pauser (37%) inneholdt færre enn to ventilasjoner, hvorav 415 pauser (17%) inneholdt én ventilasjon og 455 pauser (20%) inneholdt ingen ventilasjoner. 542 pauser (23%) inneholdt andre aktiviteter i tillegg til ventilasjon.



Figur 11: Figuren viser andelen av pauser som inneholdt forskjellige intervensjoner.

AKTIVITET	Gj. Snitt (s)	SD (s)	Median (s)	Antall episoder	Antall pauser	Andel pauser
0 VENT	5	4	4	113	455	19,5 %
1 VENT	6	5	4	105	415	17,8 %
2 VENT	6	3	6	105	710	30,4 %
3 VENT	12	8	10	55	118	5,0 %
4 VENT	17	9	15	34	40	1,7 %
5 VENT	19	12	15	20	24	1,0 %
6 VENT	21	12	22	13	13	0,6 %
7 VENT	28	7	32	3	3	0,1 %
8 VENT	32	17	30	5	5	0,2 %
9 VENT	29	13	28	6	6	0,3 %
10 VENT	35	6	37	3	3	0,1 %
>10 VENT	29	9	25	4	4	0,2 %
Sjokk	49	25	46	39	74	3,2 %
VF-deteksjon	22	22	15	10	12	0,5 %
Man. analyse	27	20	20	50	90	3,8 %
Annet	37	26	33	74	154	6,6 %
Intubasjon	31	30	23	121	121	5,2 %
Aut. analyse	31	19	24	44	88	3,8 %
PEA-deteksjon	10	8	7	3	3	0,1 %

Tabell 1: Gjennomsnittstid (s), standardavvik (s) og median tid (s) for pauser i alle kategorier. I tillegg vises antall episoder som har pauser innenfor de forskjellige pausekategorier, antall pauser innenfor hver kategori og andelen av det totale antall pauser for hver kategori.



Figur 12: Figuren viser sammenhengen mellom antall ventilasjoner og og median tid (s) for pausene.

Diskusjon

Som tidligere nevnt bruker profesjonelle livreddere uforholdsmessig liten tid på kompresjoner under HLR. Kramer-Johansen et al. fant at kompresjoner bare ble utført i 39% av den tilgjengelige tiden før intubasjon³¹. Liknende tall er publisert av Valenzuela et al. i deres studie der kompresjoner bare ble utført i 43% av tiden³². Det finnes foreløpig lite forskning som kan forklare disse funnene. Det har imidlertid blitt reist hypoteser om at tiden brukt til ventilasjoner under HLR er uforholdsmessig høy og at dette muligens kan være med på å forklare den observerte høye NFT.

Tid for to ventilasjoner

Assar et al. fant i sin studie fra 2000 at middelaldrende legfolk som nylig hadde gjennomgått kurs i HLR brukte 16 s på å utføre to ventilasjoner på dukke¹³. Heidenreich et al. fant på sin side at første års medisinstudenter utførte disse ventilasjonene på 14 ± 1 s³³. Higdon et al. fant i sin studie at HLR-sertifiserte brannmenn utførte to ventilasjoner på 10 ± 1 s³⁴. Felles for de tre studiene er at de benytter seg av retningslinjene for HLR fra 2000, dessuten er alle dukkestudier og de simulerer livredning med én livredder og munn-til-munn-metode for ventilasjon. Disse studiene viser altså at både legfolk og profesjonelle livreddere har problemer med å utføre ventilasjoner innenfor en akseptabel tidsramme når de utfører basal HLR alene.

I vår studie fant vi at profesjonelle livreddere som jobbet i par og med bag-maske-ventilasjon klarte å utføre to ventilasjoner i 15:2-mønster på 6 ± 3 s i en ekte livrednings-situasjon. Dette er nært opptil de anbefalte 4 sekundene i retningslinjene. Det er altså ingen holdepunkter for at profesjonelle livreddere ikke klarer å utføre ventilasjoner i forhold til retningslinjene.

Kontinuerlige kompresjoner

Det har i det siste vært mye fokus på spørsmålet om basal HLR kun skal bestå av kontinuerlige kompresjoner uten ventilasjoner i det hele tatt. Hypotesen er at ved å utelate ventilasjoner vil det bli enklere for legfolk å lære, huske og utføre HLR og det vil bli brukt mer tid på å gi kompresjoner og dermed redusere den tidligere beskrevne relativt høye NFT.

I tråd med denne ideen publiserte Hallstrom et al. i 2000 en studie der de randomiserte et utvalg AMK-samtaler med personer som var vitne til hjertestans og oppfordret dem til å utføre HLR enten med kompresjoner/ventilasjoner eller kontinuerlige kompresjoner alene. Alle instruksjoner ble gitt i 62% av tilfellene med tradisjonell HLR og i 81% av tilfellene med kontinuerlige kompresjoner. Dessuten ble det brukt 1,4 minutter mindre tid for instruksjon i kontinuerlige kompresjoner. Overlevelse til utskrivelse fra sykehus var ikke signifikant forskjellig for de to gruppene³⁵.

Effekten av kontinuerlige kompresjoner har også blitt belyst av flere studier på dyr. Berg et al. fant i sine nærmest identiske dyrestudier av griser fra 1993³⁶ og 1995³⁷ at griser som mottok standard HLR versus kontinuerlige kompresjoner ikke hadde signifikante forskjeller verken hemodynamisk, nevrologisk eller i 48t overlevelse. Grisene fikk gjennomgå 30 sek. ventrikkelflimmer og ble deretter randomisert til 12 min. med enten standard HLR, kontinuerlige kompresjoner eller ingen HLR. Standard AHLR ble deretter utført på samtlige dyr. De dyrene som overlevde ble deretter behandlet i 2t i en intensivavdeling og videre observert i 24t. Alle dyrene som mottok enten standard HLR eller kontinuerlige kompresjoner overlevde og var nevrologisk normale etter 24t, mens bare 2 av 8 dyr som ikke mottok HLR overlevde, hvorav en var komatøs.

Kern et al. utførte en liknende dyrestudie i 2002. Endepunktet i denne studien var imidlertid definert som nevrologisk normal 24 timers overlevelse. I gruppen som mottok kontinuerlige kompresjoner var 12 av 15 dyr nevrologisk normale etter 24 timer mot bare

2 av 15 dyr i gruppen som mottok standard HLR i 15:2-mønster¹². Kontinuerlige kompresjoner ga altså signifikant bedre nevrologisk utfall enn vanlig HLR.

Det er naturlig å spørre seg hvordan blodgassverdiene påvirkes av HLR med kontinuerlige kompresjoner mot vanlig HLR. Dorph et al. gjorde et dyreforsøk som liknet Kern sitt, men utfallsvariablene var i dette tilfellet det kalkulerte carotis-/cerebrokortikale oksygentilbudet og tid til gjenoppstått spontan sirkulasjon. Denne studien er mer utførlig beskrevet under introduksjonen. Som tidligere nevnt gjenvant de ventilerte dyrene spontan sirkulasjon innenfor 2 min. etter oppstart av AHLR versus bare ett av dyrene som mottok kontinuerlige kompresjoner. 5 av 6 dyr i kompresjonsgruppen gjenvant spontan sirkulasjon før forsøket var over, men median tid til gjenoppstått spontan sirkulasjon var lenger i denne gruppen¹⁶.

Selv om studiene til Kern og Dorph er ganske like, er konklusjonene forskjellige. Kern mener at ventilasjoner kan utelates dersom HLR-forsøket varer kortere enn 8 minutter, mens Dorph mener at O₂-metningen raskt faller til for lave verdier om man utelater ventilasjoner.

Mange har kritisert dyrestudiene og klassifisert dem som irrelevante pga. forskjeller i luftveismekanikk mellom griser og mennesker. Studier har vist at det i liten grad ventileres under kompresjoner på mennesker siden pasienten som regel ligger på ryggen med okkluderte luftveier³⁸. Under kompresjoner slipper luft ut, men ingen luft inn pga. supraglottisk obstruksjon som inntreffer under rygggleie i bevisstløs tilstand hos mennesker. Luftveiene til griser er derimot åpne ved rygggleie. Grisene til Dorph fikk derfor påmontert en enveisventil i intubasjonsslangen, slik at ventilasjon under kompresjonene ikke skulle forekomme. Kern sine griser hadde okkludert intubasjonsslange under kompresjonene, og dermed hadde disse grisene større luftmengde i lungene under livredning. Dette kan forklare de observerte forskjellige verdier i oksygenmetning som beskrevet i introduksjonen.

Kern et al. har tatt konsekvensene av kritikken ang. forskjellig luftveismekanikk hos mennesker og griser og publiserte derfor en studie der de kompenserte for dette problemet. Griser ble randomisert til 6 min. med enten standard HLR uten luftveisobstruksjon eller kontinuerlige kompresjoner med total luftveisobstruksjon. Det ble ikke funnet signifikant forskjell i 24t overlevelse. Arterielle blodgassparametre var signifikant dårligere, mens hemodynamiske parametre var signifikant bedre blant dyrene som kun mottok kompresjoner³⁹.

Alternativ kompresjon:ventilasjon-ratio

En litt mindre radikal idé enn å fjerne ventilasjoner fullstendig er å øke kompresjon:ventilasjon-ratio (k:v). Ødegaard fant for eksempel i sin studie at legfolk som utførte HLR i 15:2-mønster versus 30:2-mønster på dukke hadde en NFT-andel på henholdsvis $49 \pm 13\%$ og $38 \pm 20\%$ ⁴⁰. NFT var altså signifikant lavere ved kompresjon:ventilasjon-ratio 30:2 enn 15:2 i denne studien.

I en annen dukkestudie av Hostler et al. ble følgende k:v undersøkt i et to-livredder-scenario: 15:2, 30:2, 40:2 og 50:2. Antall kompresjoner som ble utført pr. min økte med økende k:v, mens NFT og antall ventilasjonspauser ble redusert. Alle de andre k:v viste signifikante forskjeller fra 15:2 for de nevnte parametrene. Selv om ventilasjonsantallet gikk ned for økende k:v holdt gjennomsnitts-tidalvolum seg over 1 l for alle k:v (fra $1171 \pm 833\text{ml}$ til $2664 \pm 1854\text{ml}$)⁴¹.

Dorph et al.⁴² sammenliknet k:v 15:2, 50:2 og 50:5 i et laboratorieforsøk med griser som forsøksdyr. Det ble induisert VF i 12 griser, hvorav det i 9 tilfeller ble produsert adekvate målinger av forskjellige variabler. Etter 3 min uten behandling ble dyrene utsatt for HLR i 5 min med forskjellige k:v. Gassutvekslingen var signifikant bedre for 15:2 enn for begge de to andre metodene. Arteriell oksygenmetning holdt seg over 80% gjennom hele 15:2-perioden, mens den sank til under 40% under deler av de andre k:v-periodene. 50:2-metoden førte til 30% flere kompresjoner enn begge de andre metodene. Gjennomsnittscerebrokortikal mikrosirkulasjon var ikke signifikant forskjellig de tre metodene imellom.

Oksygentilbudet til hjernen var signifikant høyere for 15:2-metoden enn for de to andre metodene. I denne studien ble kompresjonene utført vha. en mekanisk innretning med pauser på 2 – 3 s varighet pr. ventilasjon.

Disse funnene støtter altså bruken av en k:v på 15:2 fremfor de andre k:v *brukt i denne studien* dersom samme lave varighet av ventilasjonspauser kan oppnås i en klinisk realistisk situasjon. Innføringen av k:v 30:2 kan derfor betraktes som et kompromiss mellom hensynet til oksygentilbudet og NFT. Men fremdeles savnes det tilsvarende spesifikke komparative studier av k:v 15:2 versus 30:2.

Feilkilder

Denne studien registrerte totalt 284 hjertestanseepisoder, men kun 113 ble inkludert. 107 episoder ble ekskludert pga støy og tekniske problemer. Årsaken til disse problemene er åpen for spekulasjon; om årsaken er inadekvat HLR er ukjent. Det kan for eksempel tenkes at livredder i stansøyeblikket ikke mestret apparatur og HLR samtidig.

Forsøket ble utført i tre områder; Akershus, Stockholm og London. Utstyret, personellet og prosedyrene varierte selvfølgelig noe fra sted til sted. Alt personell fikk dog samme oppfriskningskurs i AHLR i forkant av forsøket. Det er usikkert i hvilken grad forsøket representerer en virkelighetsnær livredningssituasjon.

En av de største feilkildene ved vårt arbeid er at vi ikke var med i utformingen av prosjektet fra starten av og dermed ikke hadde samme innsikt som prosjektlederne. Dette gjelder spesielt avlesningen i SISTER Studio, som var helt nytt for oss. Riktignok fikk vi i forkant klare instruksjoner på hvordan dette skulle foregå.

Annotasjonene i SISTER Studio ble manuelt lagt inn i programmet i etterkant av episodene. Personene som utførte dette arbeidet var selv ikke involvert i livredningsarbeidet og måtte følgelig basere en del av sitt arbeid på tolkning ut fra kurvene som forelå. Under arbeidet tok vi kun hensyn til nevnte annotasjoner istedenfor selv å tolke råmaterialet. Dette kan utgjøre en feilkilde. Men samtidig blir våre observasjoner konsistente med resten av arbeidet i prosjektet. I tillegg jobbet vi mye med

analyse hver for oss. Selv om vi dobbeltsjekket hverandres fremgangsmåter, er det vanskelig å utelukke en viss diskrepans i metodene. Data ble manuelt lagt inn i et regneark. Med stor datamengde krevde arbeidet nøyaktighet og feiltastinger kan selvsagt ha forekommet.

Da vi manuelt plukket ut de pausene som inneholdt to ventilasjoner i et 15:2-mønster, fant vi at dette tallmaterialet ble urimelig lite. Derfor valgte vi å la regnearket velge ut alle pauser som inneholdt to ventilasjoner uansett antall kompresjoner før/etter pausene. Dette er selvfølgelig en feilkilde ift. vår påstand om at resultatet kan sies å gjelde HLR i 15:2-mønster.

Alternative metoder for HLR-registrering

I vårt prosjekt er HLR-registreringene gjort ved hjelp av en ombygd hjertestarter. Dette tillater blant annet kvalitetsvurdering av kompresjonsdybde/-frekvens, tidalvolum/ventilasjonsfrekvens og effekt av defibrillering. Det finnes også andre alternativer for HLR-registrering. Videoovervåkning er for eksempel brukt i noen studier der HLR er utført på dukker^{13, 34}.

Kvaliteten av HLR kan også måles på andre måter, for eksempel vha. invasive metoder, spesielt brukt i eksperimentelle dyrestudier. Som tidligere nevnt benyttet Dorph seg av intravaskulære katetre for å utføre forskjellige trykkmålinger. Kortikal blodgjennomstrømning ble målt vha. en teknikk som kalles laser-Doppler flowmetri. Hun tok også i bruk flow-sensor/ kapnograf for å registrere. Arterielle blodgassmålinger ble brukt for å bestemme oksygenivået i blodet under livredningsforsøket. Slike invasive metoder er selvsagt lite egnet i forsøk på mennesker. For det første er det ikke praktisk mulig å gjennomføre i en akutt HLR-situasjon, og for det andre ville det ikke være etisk forsvarlig.

Forslag til nye studier

I vår studie fant vi at bare 30% av pausene mellom kompresjonene ble brukt til å avlevere to ventilasjoner. Hele 70% av pausene gikk med til andre aktiviteter eller hadde for få eller for mange ventilasjoner. Det hadde vært interessant å finne ut av hvorfor en så stor andel av pausene blir brukt til andre ting enn adekvat ventilasjon. Et forslag til hvordan dette kan gjøres er å utføre en spørreundersøkelse blant livreddere.

Det hadde også vært interessant å se en sammenlikning av NFT hos profesjonelle livreddere som jobber i par med AHLR på hjertestans-pasienter utenfor sykehus med kompresjon:ventilasjon-ratio 15:2 versus 30:2 for å etterprøve innføringen av 30:2-metoden. Våre resultater viste jo nettopp at profesjonelle livreddere klarte å utføre to ventilasjoner på en tid som var i nærheten av anbefalingene i retningslinjene da de brukte 15:2-metoden.

Referanser

- 1: Handley AJ, Koster R, Monsieurs K et al. European Resuscitation Council guidelines for resuscitation 2005. Section 2. Adult basic life support and use of automated external defibrillators. *Resuscitation* 2005;67:S1-S2.
- 2: Lexow K, Sunde K. Why Norwegian 2005 guidelines differs slightly from the ERC guidelines. *Resuscitation* 2007;72:490-492.
- 3: Wik L, Johansen J-K et al. Quality of Cardiopulmonary Resuscitation During Out-of-Hospital Cardiac Arrest. *JAMA* 2005;293:299-304.
- 4: Paulson OB, Gjerris F, Sørensen PS. Klinisk Neurologi og Neurokirurgi. *Foreningen af Danske Lægestudenters Forlag*, 4 utg. 2004:243.
- 5: URL: <http://www.nzma.org.nz/journal/117-1193/868/> (17.06.07).
- 6: URL: <http://www.regjeringen.no/nb/dep/hod/dok/NOUer/1998/NOU-1998-9/4/7.html?id=348306> (17.06.07).
- 7: URL: http://www.hlr.nu/skrivet_om_hlr/nat_reg_hlr/nat_reg_out_hosp/register2006.pdf (11.10.07).
- 8: Nolan JP, Deakin CD, Soar J et al. European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2005, Section 4 Advanced Adult Life Support. *Resuscitation* 2005;67:39-87.
- 9: Kaye W, Mancini ME. Retention of cardiopulmonary resuscitation skills by physicians, registered nurses, and the general public. *Crit Care Med* 1986;14:620-622.

- 10: Aufderheide TP, Sigurdsson G, Pirrallo RG et al. Hyperventilation-induced hypotension during cardiopulmonary resuscitation. *Circulation* 2004;109:1960-1965.
- 11: Van Alem AP, Sanou BT, Koster RW. Interruption of cardiopulmonary resuscitation with the use of the automated external defibrillator in out-of-hospital cardiac arrest. *Ann Emerg Med* 2003;42:449-57.
- 12: Kern KB, Hilwig RW, Berg RA et al. Importance of Continuous Chest Compressions During Cardiopulmonary Resuscitation. *Circulation* 2002;105:645-649.
- 13: Assar D, Chamberlain D, Colquhoun M et al. Randomised control trials of staged teaching for basic life support. 1. Skill acquisition at bronze stage. *Resuscitation* 2000;45:7-15
- 14: Chamberlain D, Handley AJ, Colquhoun M. Time for change? *Resuscitation* 2003;58:237-247.
- 15: Gabrielli A, Layon AJ, Wenzel V et al. Alternative ventilation strategies in cardiopulmonary resuscitation. *Curr Opin Crit Care* 2002;8:199–211.
- 16: Dorph E, Wik L, Strømme TA et al. Oxygen delivery and return of spontaneous circulation with ventilation:compression ratio 2:30 versus chest compressions only CPR in pigs. *Resuscitation* 2004;60:309-318.
- 17: Sander AB, Ewy GA. Cardiopulmonary Resuscitation in the Real World; When Will the Guidelines Get the Message? *JAMA* 2005;293:363-365.

- 18: Gabriella A et al. Lower Esophageal Sphincter Pressure Measurement during Cardiac Arrest in Humans: Potential Implications for Ventilation of the Unprotected Airway. *Anesthesiology* 2005; 103:897–9.
- 19: de Latorre F, Nolan J, Robertson C et al. European Resuscitation Council Guidelines 2000 for Adult Advanced Life Support. *Resuscitation* 2001;48:211–221.
- 20: Aase SO, Myklebust H. Compression Depth Estimation for CPR Quality Assessment Using DSP on Accelerometer Signals. *IEEE Trans Biomed Eng* 2002;49:263-268.
- 21: Hornby AS. Oxford Advanced Learner`s Dictionary. *Oxford University Press* 1995:594.
- 22: URL: <http://www.ndted.org/EducationResources/CommunityCollege/EddyCurrents/Physics/impedance.html> (17.06.07).
- 23: Stewart GN. Researches on the circulation time and on the influences which affect it. *J Physiol* 1897-1898;22:158-183
- 24: Øyri A. Norsk medisinsk ordbok. *Det Norske Samlaget* 2003:876.
- 25: URL: <http://www.fys.uio.no/elg/bioimp/whatis.htm> (17.06.07).
- 26: URL: http://en.wikipedia.org/wiki/Ohm's_law (17.06.07).
- 27: Pellis T, Bisera J, Tang W et al. Expanding automatic external defibrillators to include automated detection of cardiac, respiratory, and cardiorespiratory arrest. *Crit Care Med* 2002;30:176-178.

- 28: Lorset H, Risdal M, Sterz F et al. Thoracic impedance changes measured via defibrillator pads can monitor ventilation in critically ill patients and during cardiopulmonary resuscitation. *Critical Care Medicine* 2006;34:2399-2405.
- 29: Kramer-Johansen J. Thesis for the degree PhD for cand. med. Jo Kramer-Johansen. *Faculty of Medicine, UiO* 2007;518:14.
- 30: Husoy JH, Eilevstjønn J, Eftestøl T et al. Removal of cardiopulmonary resuscitation artifacts from human ECG using an efficient matching pursuit-like algorithm. *IEEE Trans Biomed Eng* 2002;49:1287-1298.
- 31: Kramer-Johansen, Wik L, Steen PA. Advanced cardiac life support before and after tracheal intubation – direct measurements of quality. *Resuscitation* 2005;68:61-9.
- 32: Valenzuela TD, Kern KB, Clark LL et al. Interruptions of chest compressions during emergency medical systems resuscitation. *Circulation* 2005;112:1259-1265.
- 33: Heidenreich JW, Higdon TA, Kern KB et al. Single rescuer cardiopulmonary resuscitation: "two quick breaths" – an oxymoron. *Resuscitation* 2004;62:283-9.
- 34: Higdon TA, Heidenreich JW, Kern KB et al. Single rescuer cardiopulmonary resuscitation: Can anyone perform to the guidelines 2000 recommendations? *Resuscitation* 2006;71:34-9.
- 35: Hallstrom A, Cobb L, Johnson E et al. Cardiopulmonary resuscitation by chest compression alone or with mouth-to-mouth ventilation. *N Engl J Med* 2000;342:1546-1553.

- 36: Berg RA, Kern KB, Sanders AB et al. Bystander cardiopulmonary resuscitation. Is ventilation necessary? *Circulation* 1993;88:1907-15.
- 37: Berg RA, Wilcoxson D, Hilwig RW et al. The need for ventilatory support during bystander CPR. *Ann Emerg Med* 1995;26:342-350.
- 38: Sahfar et al. Failure of closed chest cardiac massage to produce pulmonary ventilation. *J Appl Physiol* 1959;14:760-4.
- 39: Kern KB, Hilwig RW, Berg RA et al. Efficacy of chest compression-only BLS CPR in the presence of an occluded airway. *Resuscitation* 1998;39:179-88.
- 40: Odegaard S, Saether E, Steen PA et al. Quality of lay person CPR performance with compression : ventilation ratios 15:2, 30:2 or continuous chest compressions without ventilations on manikins. *Resuscitation* 2006;71:335-340.
- 41: Hostler D, Guimond G, Callaway C. A comparison of CPR delivery with various compression-to-ventilation ratios during two-rescuer CPR. *Resuscitation* 2005; 65:325-8.
- 42: Dorph E., Wik L, Strømme TA et al. Quality of CPR with three different ventilation:compression ratios. *Resuscitation* 2003;58:193-201.